Aus dem Institut für Arbeitsphysiologie und
Rehabilitationsforschung der Universität Marburg (Lahn)
Direktor: Professor Dr. G. Hildebrandt

Methodische Untersuchungen zur Prüfung der Leistungsfähigkeit bei körperbehinderten Rollstuhlfahrern +)

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der gesamten Medizin der Hohen Medizinischen Fakultät
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Bertel Berendes

aus Lügde/Westfalen

Marburg 1970

Druck: Görich & Weiershäuser, Marburg

+) Die Untersuchungen wurden durch die Mittel des Bundesministeriums für Gesundheitswesen, Bad Godesberg, gefördert.

Aus dem Institut für Arbeitsphysiologie und
Rehabilitationsforschung der Universität Marburg (Lahn)
Direktor: Professor Dr. G. Hildebrandt

Methodische Untersuchungen zur Prüfung der Leistungsfähigkeit bei körperbehinderten Rollstuhlfahrern +)

INAUGURAL - DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der gesamten Medizin der Hohen Medizinischen Fakultät
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Bertel Berendes

aus Lügde/Westfalen

Marburg 1970

Druck: Görich & Weiershäuser, Marburg

+) Die Untersuchungen wurden durch die Mittel des Bundesministeriums für Gesundheitswesen, Bad Godesberg, gefördert.

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Angenommen von der Medizinischen
Fakultät der Universität Marburg
am 19. November 1970
gedruckt mit Genehmigung der Fakultät
Dekan: Prof. Dr. rer. nat. P. Ihm
Referent: Prof. Dr. med. G.Hildebrandt
Correferent: Prof. Dr. med. Exner

Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41534910_0065

Inhaltsverzeichnis

I. Einleitung

II. Methodik

1. Versuchspersonen
2. Allgemeine Versuchsbedingungen
3. Geräte
   a. Fahrband
   b. Ergometer
   c. Spirograph
   d. Fotoelektrischer Pulszähler
4. Versuchsanordnung
5. Versuchsablauf
   a. Rollstuhlfahren
   b. Handkurbelarbeit
6. Meßgrößen
7. Bestimmung der effektiven Leistung beim Rollstuhlfaren
8. Statistische Methodik

III. Ergebnisse

1. Test-Retest-Untersuchung
2. Einstellung eines steady state
3. Die Ermüdung in Abhängigkeit vom Grad der körperlichen Behinderung
4. Vergleich zwischen Rollstuhl- und Handkurbelarbeit

IV. Diskussion

1. Zur Methodik
   a. Zur Meßgenauigkeit
   b. Zum Problem der Standardisierung der ergometrischen Leistungsmessung
   c. Die Versuchspersonen

2. Zu den Ergebnissen
   a. Test-Retest-Zuverlässigkeit
   b. Steady state (Ergostase)
   c. Die Ermüdung
   d. Vergleich Rollstuhl-Handkurbelarbeit
   e. Praktische Schlussfolgerungen

V. Zusammenfassung

VI. Literaturverzeichnis

I. Einleitung

Während zur Prüfung der körperlichen Leistungsfähigkeit von Gesunden eine reiche Auswahl an Testverfahren zur Verfügung steht, ist das für die Untersuchung von Körperbehinderten nicht der Fall. Nicht einmal im Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation (KRUSEN und Mitarb. 1965) werden entsprechende Untersuchungsverfahren angegeben. Die Zahl der Körperbehinderten, die dauernd zu ihrer aktiven Fortbewegung auf die Benutzung eines Rollstuhles angewiesen sind, ist sehr groß und nimmt ständig weiter zu. Deshalb ist die Forderung nach einem Test gerechtfertigt, der einerseits in seinem Bewegungsablauf die Art der Behinderung berücksichtigt, andererseits aber auch mit den Ergebnissen von Untersuchungen an Gesunden vergleichbar ist.

Neuerdings sind Untersuchungen durchgeführt worden, bei denen die Körperbehinderten beim Fahren mit ihren Rollstühlen bei verschiedenen Geschwindigkeiten und Steigungen belastet wurden (VOIGT und Mitarb. 1968; BAHN 1969). Die Ergebnisse dieser an 31 Probanden im Alter von 11 bis 22 Jahren vorgenommenen Untersuchungen zeigten am Verhalten von Pulsfrequenz, Sauerstoffaufnahme und Atemminutenvolumen, daß das Rollstuhlfahren eine erhebliche Belastung bedeuten kann und daß bis zur größten Belastungsstufe hin eine etwa lineare Beziehung der Meßgrößen zu Geschwindigkeit und Steigung besteht.

Diese Art der Belastung hat zweifellos den Vorteil, daß die Probanden in derjenigen Bewegungsform untersucht werden, an die sie wahrscheinlich am besten angepaßt sind. Zwar ist damit ein objektiver Leistungsvergleich unter körperbehinderten Rollstuhlfahrern möglich, nicht ohne weiteres aber ein solcher mit Gesunden, deren ergometrische Belastung auf eine andere Weise erfolgt. Daher ergab sich zum einen die Notwendigkeit, an Körperbehinderten eine Testmethode mit

einem anderen, in der Ergometrie bereits gebräuchlichen, Verfahren zu vergleichen.

Dazu bot sich die Handkurbelarbeit an, die allerdings im Sitzen durchgeführt werden mußte. Zum anderen mußte festgestellt werden, in wieweit die psychische Belastung durch die Versuchssituation und die mangelnde Erfahrung im Fahren auf einem Fahrband die erstmalige Untersuchung beeinflussen. Dabei sollte auch der Forderung Rechnung getragen werden, daß für jedes Testverfahren, das eine stufenweise erhöhte Belastung vorsieht, bekannt sein muß, ob und wann jeweils ein vergleichbares Funktionsniveau im Sinne eines steady state erreicht wird und wieweit sich eine vorzeitige Ermüdung bei den körperbehinderten Rollstuhlfahrern bemerkbar macht.

II. Methodik

An insgesamt 31 körperbehinderten Probanden im Alter zwischen 11 und 22 Jahren wurden durch spiroergometrische Untersuchungen körperliche Beanspruchung und Kreislaufbelastung beim Rollstuhlfahren und bei Handkurbelarbeit vergleichend gemessen.

1. Versuchspersonen

Die Versuche wurden an Schülern des " Alumnats für körperbehinderte höhere Schüler des orthopädischen Rehabilitationszentrums der Inneren Mission -Lichtenau- " durchgeführt. Die Versuchspersonen stellten sich freiwillig zur Verfügung, von ihnen waren 18 weiblich und 13 männlich, sie waren alle auf ihre Rollstühle angewiesen und konnten sie selber fahren.

Die Körperbehinderungen hatten verschiedene Ursachen und Lokalisationen:

1.) Poliomyelitis= 22 Fälle (71%), davon hatten 18 (81,7%) eine Beteiligung des Schultergürtels
2.) Traumatische Querschnittslähmung= 3 Fälle (9,7%)
3.) Primär chron. Polyarthritis= 1 Fall (3,2%)
4.) Hämophilie mit Gelenkversteifung= 1 Fall (3,2%)
5.) Osteopsathyrosis= 1 Fall (3,2%)
6.) Spastische Paraplegie= 1 Fall (3,2%)
7.) Progressive Muskeldystrophie= 1 Fall (3,2%)
8.) Oberschenkelamputation= 1 Fall (3,2%)

Die Erkrankungsdauer lag bei den 31 Probanden zwischen 2 und 21 Jahren, im Durchschnitt betrug sie 11,1 Jahre (vergl. RIESSER u. HILDEBRANDT 1966). Einzelheiten über Alter, Körpermaße, Krankheit sowie Grad der körperlichen Behinderung sind in Tabelle 1 zusammengestellt.

Tabelle 1

r.	Vp.	Alter	Sitzgr. cm	Gr. cm	Vk. 1	Gew. kg	Krankh. u. Zeitpunkt	Beweg.-Einschränkung Schultergürt.	O-Arm	U-Arm
ännlich:										
.	G.T.	13	65	142	1,8	43	Querschnitts-lähmung(1959)	frei	frei	frei
.	V.S.	14	72	153	2,8	38	Poliomyel. Skoliose(1960)	mittel	mittel	frei
.	J.S.	14	71	155	2,8	64	Poliomyel. (1961)	gering	gering	frei
.	M.E.	15	86	172	3,8	48	Prim.chron.Poly-arthr.(1962)	gering	frei	mittel
.	M.K.	15	82	152	3,0	69	Poliomyel. (1957)	stark	stark	stark
.	W.S.	15	80	158	3,0	89	Poliomyel. (1956)	gering	gering	frei
.	M.H.	16	86	180	6,0	66	Hämophilie (1951)	frei	gering	frei
.	K.K.	17	86	172	6,0	54	Poliomyel. (1957)	frei	frei	frei
.	S.S.	20	88	179	3,1	63	Poliomyel. (1960)	gering	mittel	stark
0.	R.S.	22	59	132	4,8	35	Osteopsathyro-sis(1945)	frei	frei	frei
1.	H.S.	22	75	165	2,7	54	Poliomyel. (1945)	frei	frei	frei
2.	G.S.	22	75	159	3,2	64	Querschnitts-lähmung(1960)	frei	frei	frei
3.	P.H.	22	87	163	2,1	65	Poliomyel. (1950)	gering	mittel	mittel
eiblich:										
4.	I.R.	11	73	151	2,2	36	Poliomyel. Skoliose(1963)	gering	mittel	mittel
5.	U.R.	11	75	142	2,5	47	Poliomyel. (1958)	gering	frei	frei
6.	C.M.	12	68	132	1,6	38	Poliomyel. Skoliose(1957)	gering	frei	frei

Tabelle 1(Forts.)

Vp.	Alter	Sitzgr.	Gr.	Vk.	Gew.	Krankh.u. Zeitpunkt	Beweg.-Einschränkung Schultergürt.	O-Arm	U-Arm
R.	13	60	130	0,8	22	Poliomyel. (1954)	stark	stark	stark
W.	13	85	162	3,2	65	Querschnitts-lähmung(1964)	frei	frei	frei
R.	14	83	151	3,6	49	Poliomyel. (1955)	mittel	stark	mittel
S.	14	73	162	3,2	63	Spast.Para-plegie(1953)	gering	gering	gering
B.	15	74	143	2,6	40	Poliomyel. (1953)	stark	mittel	mittel
H.	15	71	147	2,4	46	Poliomyel. Skoliose (1952)	frei	frei	frei
B.	15	71	158	2,1	51	Prog.Muskel-dystrophie(1952)	stark	stark	stark
G.	15	75	156	2,1	53	Poliomyel. Skoliose(1961)	mittel	frei	frei
B.	15	81	156	3,6	62	Poliomyel. (1955)	frei	frei	frei
M.	16	83	153	2,2	49	Poliomyel. (1958)	gering	frei	frei
D.	16	82	173	3,3	62	O-Schenkelam-putation(1963)	frei	frei	frei
K.	17	91	165	1,5	42	Poliomyel. (1952)	mittel	gering	frei
B.	17	84	152	3,0	52	Poliomyel. (1951)	frei	frei	frei
F.	17	84	160	3,1	63	Poliomyel. (1955)	gering	frei	frei
F.	19	81	157	2,1	72	Poliomyel. Skoliose(1954)	gering	frei	frei

Das Krankheitsbild der Versuchspersonen hat sich während des Versuchzeitraumes nicht verändert, während und direkt im Anschluß an akute Krankheiten wurden keine Untersuchungen vorgenommen. Ein weiblicher und ein männlicher Proband konnten wegen längerer Klinikaufenthalte nicht alle Teste ausführen.

30 Versuchspersonen (96,8%) benutzten als Rollstuhl einen Zimmerfahrstuhl " Everest & Jannings, Modell Junior " (Hersteller Ortopedia G. m.b.H. Kiel); 1 Versuchsperson einen Rollstuhl der Firma Friedr. Albrecht, 1 Berlin 36, der 10 cm breiter als der für Jugendliche gedachte Rollstuhl " Everest & Jannings " war, das Bauprinzip war aber im übrigen völlig gleich.

2. Allgemeine Versuchsbedingungen

Entsprechend den Vorschlägen zur Standardisierung der ergometrischen Leistungsmessung (MELLEROWICZ u. Mitarb. 1961) wurden folgende Bedingungen bei der Bestimmung des Leistungsumsatzes eingehalten:

1) Die Ernährung vor und am Versuchstag wurde nicht geändert. Die Versuchspersonen hatten ihre letzte Mahlzeit mindestens 2 Stunden vor der Untersuchung eingenommen.
2) Am Vortag und am Untersuchungstag wurde keine größere oder ungewöhnliche körperliche Leistung gefordert. Die Versuchspersonen wurden wie üblich mit einem Schulbus zur Schule gefahren und auch mit dem Bus von dort abgeholt.
3) Die Untersuchungen fanden immer im selben, ruhig gelegenen Raum statt. Fremde Personen waren bei den Messungen nicht anwesend.
4) Die Versuchspersonen konnten sich während der Vorbereitung und Ruhemessung mindestens 15 Minuten auf die Versuchssituation einstellen.
5) Die Raumtemperatur lag zwischen 21-25 Grad, die Luftfeuchtigkeit getrug etwa 60%.
6) Genußmittel und Medikamente wurden vor dem Versuch nicht eingenommen.

7) Die Untersuchungen fanden immer zur gleichen Tageszeit, zwischen 14,30 und 19,30 Uhr, statt.
8) Ablauf des Versuches und Apparatur wurden den Probanden genau erklärt; außerdem wurde vor dem eigentlichen Versuchen ein Vorversuch durchgeführt.

3. Geräte

a. Fahrband

Die Rollstuhlarbeit wurde auf einem Fahrbandergometer, das nach Angaben des Instituts entwickelt worden war (Hersteller: Schubert, Wiesbaden), ausgeführt. Es hat eine Länge von 2,50 m und eine Breite von 1,00 m. Die Geschwindigkeit läßt sich stufenlos von 1 bis 16 km/h regeln, ebenso kann die Steigung kontinuierlich von 0 bis 15 Grad verändert werden. Die Rollstühle wurden über eine Rampe auf das Fahrband geschoben.
An dem Fahrband befinden sich folgende Sicherheitseinrichtungen:

1) ein Geländer auf beiden Seiten, das der Proband mit beiden Armen zugleich erreichen kann,
2) eine 20 cm hohe Leitplanke an den beiden Längsseiten des Bandes, um ein seitliches Abgleiten der Rollstühle zu vermeiden.
3) Auf der Standortseite des Versuchsleiters ist eine Stoptaste angebracht, die auch für die Versuchspersonen leicht erreichbar ist.
4) Der Rollstuhl wurde durch 2 Fangseile an zwei Fixpunkten des Geländers befestigt, dadurch wurde er vor dem rückwärtigen Abgleiten gesichert.

b. Ergometer

Für die Handkurbelarbeit wurde das Ergometer " Lanoy " (Hersteller: Lode Instrumenten NV/Groningen Niederlande) benutzt. Dieses läßt sich im Bereich von 2 bis 400 Watt stufenlos regeln. Es arbeitet nach dem Wirbelstromprinzip und hat eine

hyperbolische Kennlinie, so daß die eingestellte Belastung weitgehend drehzahlunabhängig ist. Die Drehzahl ist an einem Anzeigeinstrument von der Versuchsperson kontrollierbar. Die Kurbellänge betrug 20 cm, der Drehpunkt lag in Schulterhöhe der in den Fahrstühlen sitzenden Probanden. Die Umdrehungszahl für die einzelnen Belastungen wurde vor den Versuchen festgelegt.

c. Spirograph

Die spirographischen Untersuchungen erfolgten mit dem Lungenfunktionsmeßplatz " Pulmorex " (Dr. Fenyves & Gut, Basel) im ventillosen offenen System. Der Proband ist über ein Mundstück mit dem auf etwa Körpertemperatur geheizten Pneumotachographen verbunden und atmet Zimmerluft; durch eine Nasenklemme wird das Atmen von Nebenluft verhindert. Im Pneumotachographen wird die Strömungsgeschwindigkeit gemessen, aus der durch elektronische Integrierung die Atemvolumina errechnet werden. Außerdem werden im Pneumotachographen die Atemgase in der Ausatmungsphase praktisch totraumfrei in kleinen proportionalen Proben abgesaugt und im Grundumsatzgerät von Hartmann & Braun analysiert. Durch das ventillose offene System sind bei den atemmechanischen Untersuchungen die Strömungswiderstände sehr gering. Nullpunktstabilität und Eichung der Apparatur wurden vor jeder Messung überprüft. Außerdem wurde vor Versuchsbeginn der Absorptionskalk für die Trocknung der Luft am Pneumotachographen erneuert.

Die Registrierung aller Meßwerte erfolgte fortlaufend auf einem 6 Kanal-Kompensationslinienschreiber.

d. Photoelektrischer Pulszähler

Die Messung der Pulsfrequenz erfolgte einerseits mit dem photoelektrischen Pulsabnehmer des Lungenfunktionsmeßplatzes, der nach dem Reflexionsprinzip arbeitet. Er wurde meist an der Stirn der Probanden angebracht. Da es bei heftigen Kopfbewegungen während der ergometrischen Arbeit geschehen konnte, daß ein Pulsabnehmer in seiner Lage verrutschte und fehlerhaft zählte, benutzten wir außerdem aus Gründen der Zuverlässigkeit

eine zweite, von der ersten unabhängige Methode. Hierzu diente ein photoelektrischer Pulszähler nach E.A. MÜLLER (Hersteller: Walter Himmelmann, Dortmund). Bei diesem Pulszählgerät werden die durch die Pulswelle auftretenden Änderungen der Lichtabsorption am Ohrläppchen photoelektisch erfaßt, verstärkt und in einem Zählwerk automatisch registriert und angezeigt (MÜLLER u. REEH 1951).

4. Versuchsanordnung

Die Versuche erstreckten sich über den Zeitraum September, Oktober 1966 und Februar 1967, wobei der Test-Retest-Versuch im Herbst 66 und der Hauptversuch im Frühjahr 67 stattfanden.

A. Vorversuch
0 Grad Steigung 1,2,3,4 km/h; je 3 Minuten.

B. Retest (Nach Ablauf von 14 Tagen)
0 Grad Steigung 1,2,3,4 km/h; je 3 Minuten

C. Hauptversuch
2 Grad Steigung 1,2,3,4 km/h; je 4 Minuten
anschließend eine Pause von mindestens 40 Minuten.

0 Grad Steigung 1,2,3,4 km/h; je 4 Minuten.

D. Handkurbelarbeit
Bei der Handkurbelarbeit mußte, von 20 Watt ausgehend, bei einer stufenweisen Erhöhung der Belastung um je 20 Watt, bis zur Leistungsgrenze gearbeitet werden. Die Arbeitsdauer betrug auf jeder Leistungsstufe 4 Minuten. Falls die Probanden bei höheren Belastungen schon stärkere Ermüdung zeigten, erhöhten wir nur um einen Zwischenwert von 10 Watt. Die höchste erreichte Leistung betrug 80 Watt.

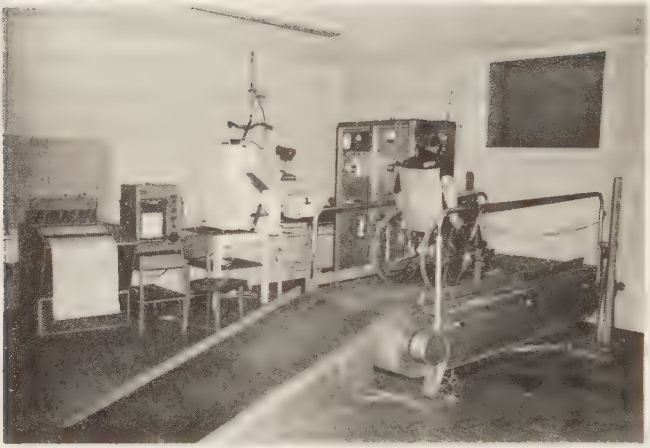

Abb. 1 Überblick über die Gesamtversuchsanordnung. (Erklärung im Text, s.S. 13 14,15)

Abb. 2 Rollstuhl-Test auf dem Fahrband. (Erklärung im Text, s.S. 13,14)

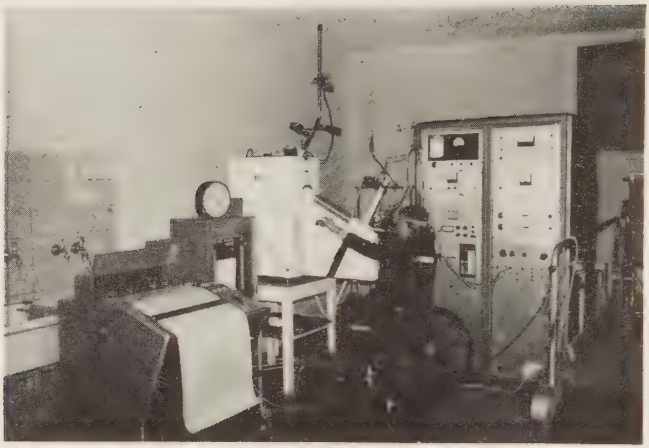

Abb. 3. Arbeitsversuch am Handkurbelergometer. (Erklärung im Text, s.S. 14,15)

5. Versuchsablauf

a. Rollstuhlfahren

Vor jedem Versuch wurden die Apparate auf ihre Meßgenauigkeit überprüft. Der Lungenfunktionsmeßplatz wurde 1 Stunde vor Versuchsbeginn angeheizt, damit sich im eingebauten Grundumsatzgerät stationäre Temperaturverhältnisse einstellen konnten; Dichtigkeit und Nullpunktkonstanz wurden überprüft und der elektrische Nullpunkt eingestellt. Der Pneumotachograph wurde volumetrisch geeicht, in größeren Zeitabständen wurde mit Hilfe von Eichgasen die Meßgenauigkeit der Apparatur überprüft. Vor jedem Versuch wurden Raumtemperatur, Luftfeuchte und Luftdruck gemessen.

Der in gewohnter Weise bekleidete Proband wurde mit seinem Rollstuhl auf das Fahrband geschoben und mit den Fangseilen gesichert. Das Ohrläppchen wurde mit Finalgon-Salbe eingerieben und der photoelektrische Pulszähler angelegt und eingeschaltet. Mit Hilfe eines verstellbaren Gummigurtes wurde an der Stirn des Probanden der Pulszähler des Lungenfunktionmeßplatzes angebracht. Danach wurde dem Proband die Nasenklemme aufgesetzt und das Mundstück gegeben. Dabei wurde vom Versuchsleiter überprüft, ob das Mundstück richtig eingeführt war, so daß keine Nebenluft geatmet werden konnte.

Der Proband atmete zunächst ca. 5 min lang in entspannter Haltung, bis sich die Meßwerte der Gasanalyse nicht mehr veränderten. Erst dann wurde der Registrierapparat eingeschaltet; bis zu diesem Zeitpunkt waren meist 15 min vergangen. Die Ruhewerte wurden 4 min lang registriert. Während des gesamten Versuchs wurde die Pulszahl minütlich vom Zählwerk des photoelektrischen Pulszählers abgelesen und außerdem die Frequenzanzeige am Meßplatz notiert.

Beim Anstellen des Fahrbandes wurde der Rollstuhl von einem Helfer für kurze Zeit festgehalten, um einen ruhigen Fahrbeginn zu gewährleisten und zusätzliche Beschleunigungsarbeit zu vermeiden. Nach jeweils 3 min Fahrdauer wurde die Geschwindigkeit um 1km/h erhöht.

Im Hauptversuch wurde diese Geschwindigkeitssteigerung erst nach 4 min vorgenommen. Im letzten Teil des Versuchs mußte wegen des größeren Atemzeitvolumens die Grobeinstellung für die Absaugvorrichtung der Gasanalyse nachgestellt werden. Die Fahrdauer betrug beim Test-Retest-Programm in jedem Versuchsabschnitt insgesamt 12 min, beim Hauptversuch 16 min.

Wenn eine Versuchsperson diese Zeit wegen Erschöpfung nicht durchhalten konnte, wurde der Versuch sofort abgebrochen; das Fahrband kam hierbei innerhalb weniger Sekunden zum Stillstand. Bei jeder Untersuchung wurde ein Versuchsprotokoll angefertigt, in dem festgehalten wurde, ob und auf Grund welcher Symptome es zur Erschöpfung gekommen war. Dabei sollte hauptsächlich zwischen Kreislauf- und muskulärer Erschöpfung unterschieden werden.

Nach Versuchsende wurde für jeden Probanden eine 30-40 min lange Erholungspause eingelegt, in der keine spirographischen Messungen gemacht wurden; in der Pause wurde aber kontrolliert, ob die Pulsfrequenz ihren Ruhewert wieder erreicht hatte.

b. Handkurbelarbeit

Die Versuchspersonen wurden mit dem Rollstuhl vor das Handkurbelergometer geschoben. Die Sitzhöhe des Probanden wurde durch Unterlegen von Decken so verändert, daß sich die Schulter immer in Höhe der Drehkurbelachse befand und die beiden Handgriffe des Kurbelergometers ohne Mühe erreichbar waren. Die Bremsen des Rollstuhles wurden festgezogen, so daß der Rollstuhl während der Handkurbelarbeit nicht verrutschen konnte; bei großer Belastung hielt außerdem der Versuchsleiter den Rollstuhl fest. Die Versuchspersonen wurden darauf hingewiesen, daß sie eine Drehzahl von 35-40 Umdrehungen/min einhalten sollten (MELLEROWICZ 1962; ECKERMANN u.MILLAHN 1967). Der Pulsabnehmer des Lungenfunktionsschrankes wurde an der Stirn der Probanden mit Hilfe eines verstellbaren Gummigurtes angelegt, das Ohrläppchen mit Finalgonsalbe eingerieben und der photoelektrische Pulszähler angebracht. Die Pulszahl wurde nach der Stoppuhr minütlich abgelesen. Danach nahm die

Versuchsperson das Mundstück des Pneumotachographen in den Mund und setzte die Nasenklemme auf.

Sobald die Meßinstrumente einen konstanten Wert anzeigten, wurden die Ruhewerte für einige Minuten registriert. Bei Testbeginn wurde die Handkurbel von einem Helfer auf die vorgeschriebene Umdrehungsgeschwindigkeit gebracht, um der Versuchsperson die Beschleunigungsarbeit abzunehmen. Auf jeder Wattstufe wurde 4 min lang gearbeitet, anschließend wurde ohne Unterbrechung die nächsthöhere Belastungsstufe eingestellt. Von 20 Watt ausgehend wurden die Belastungsstufen um je 20 Watt bis maximal 80 Watt erhöht. Wenn der Versuch wegen Erschöpfung abgebrochen werden mußte, wurden bei der Auswertung nur die Belastungsstufen berücksichtigt, die voll durchgearbeitet worden waren.

8. Meßgrößen

Mit dem Lungenfunktionsmeßplatz wurden fortlaufend und gleichzeitig folgende Kreislauf- und Stoffwechselgrößen gemessen.

1) Pulsfrequenz
2) Atemfrequenz
3) Atemminutenvolumen
4) Sauerstoffdifferenz zwischen Zimmer- und Ausatmungsluft
5) Kohlendioxydkonzentration in der Ausatmungsluft

Daraus wurden zusätzlich folgende Werte berechnet, die aber in der vorliegenden Mitteilung nicht weiter berücksichtigt werden:

1) Atemzugvolumen
2) Sauerstoffaufnahme/min
3) Kohlendioxydabgabe/min
4) Respiratorischer Quotient
5) Atemäquivalent
6) Sauerstoffpuls
7) Sauerstoffpuls/kg
8) Sauerstoffpuls/m^2

Die spirographischen Werte wurden mittels Tabellen und Formeln auf "Body Temperature Pressure Saturated" (BTPS) (Gasdruck bei Körpertemperatur und gesättigtem Wasserdampf) oder "Standard Temperature Pressure Dry" (STPD) (Volumenreduktion eines idealen Gases auf 0 Grad Celsius, 760 mmHg und Trockenheit) umgerechnet (BARTELS, BÜCHERL, HERTZ, RODEWALD u. SCHWAB 1959). Auf BTPS-Bedingungen wurden das Atemminutenvolumen und das Atemzugvolumen, auf STPD-Bedingungen die Sauerstoffaufnahme und der Sauerstoffpuls umgerechnet.

Die Umrechnungsformeln für das BTPS Volumen lautet:

$$\text{Volumen (BTPS)} = \text{Volumen} \times \frac{310}{273 + t} \times \frac{P_B - pH_2O}{P_B - 47}$$

wobei t= Spirometertemperatur in Celsiusgraden
PB= Barometerdruck in mmHg
pH_2O= Wasserdampfdruck bei der Spirometertemperatur t
47 mmHg= Wasserdampfdruck bei Sättigung und 37 Grad Celsius

Die Umrechnung nach STPD erfolgte nach den Tabellen aus BARTELS, BÜCHERL, HERTZ, RODEWALD u. SCHWAB 1959.

7. Bestimmung der effektiven Leistung beim Rollstuhlfahren

Zur Messung der beim Rollstuhlfahren erforderlichen Vortriebskraft wurde ein Fahrstuhl des überwiegend benutzten Typs auf das Fahrband gestellt und mit einem Seil gehalten, das über eine Umlenkrolle lief und mit einem variablen Gewicht belastet werden konnte (Abb. 4). Der 18 kg schwere Rollstuhl wurde mit unterschiedlicher Zuladung (30, 50 und 70 kg) belastet und bei verschiedenen Steigungen und Geschwindigkeiten das für den Gleichgewichtszustand erforderliche Gegengewicht ermittelt.

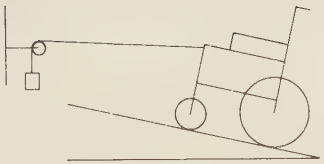

Abb. 4 Anordnung zur Messung der effektiven Leistung beim Rollstuhlfahren.

Die Meßergebnisse sind in Tabelle 2 zusammengestellt. Die erforderliche Vortriebskraft war nur von dem Gesamtgewicht des Rollstuhls und der Steigung abhängig, die Geschwindigkeit hatte in dem überprüften Bereich (1-4 km/h) keinen meßbaren Einfluß. Da die Vortriebskraft mit der Gewichtsbelastung linear anstieg, ergibt sich, daß die Leistung (als Produkt aus Kraft und Geschwindigkeit) linear mit der Geschwindigkeit zunimmt. Wie die Ergebnisse in Abb. 5 zeigen, nahm die Leistung auch mit der Steigung gut linear zu.

Die gewonnenen Meßwerte wurden von VOIGT u.BAHN (1969) zu einem Nomogramm verarbeitet, welches es erlaubt, aus den drei Eingangsgrößen Körpergewicht, Steigung und Geschwindigkeit die Leistung in Watt direkt abzulesen (Abb. 6). Dabei wird folgendermaßen vorgegangen: Vom Körpergewicht z.B. 70 kg ausgehend sucht man den Schnittpunkt mit der Steigung (2^{o}) auf, geht von hier waagerecht bis zum Schnittpunkt mit der Geschwindigkeitsgeraden (4 km/h), und von hier aus senkrecht nach oben, wo die Leistung in Watt auf einem waagerechten Maßstab abgelesen werden kann (45 Watt).

Nach diesem Verfahren wurden für sämtliche Belastungsstufen die individuellen effektiven Leistungen in Watt ermittelt. Soweit in den folgenden Darstellungen die Meßergebnisse auf die Leistung bezogen sind, wurden die Mittelwerte ohne Rücksicht auf Steigung und Geschwindigkeit für eine Klassenbreite von je 10 Watt errechnet.

Tabelle 2

Vortriebskraft in Pond (p) für einen Rollstuhl auf dem Fahrband in Abhängigkeit von Steigung und Zuladung. Eigengewicht des Rollstuhls 18 kg.

Steigung	Zuladung			
	Leer 18 kg	30 kg	50 kg	70 kg
0^{o}	220	485	660	810
1^{o}	490	1340	1990	2500
2^{o}	810	2200	3100	4050
3^{o}	1180	3100	4220	5540

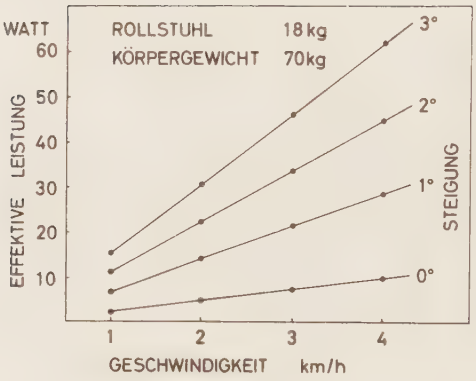

Abb. 5 Die effektive Leistung beim Fahren eines Rollstuhls mit 18 kg Eigengewicht und 70 kg Zuladung in Abhängigkeit von Steigung und Geschwindigkeit.

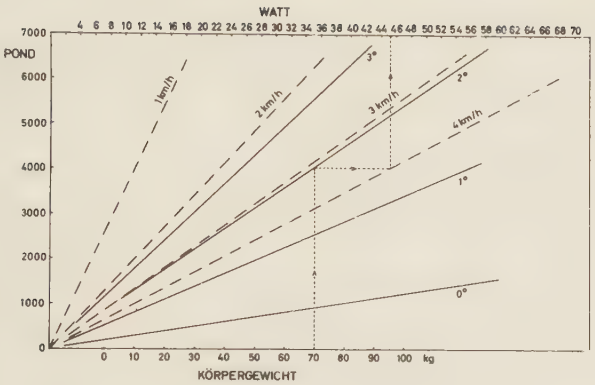

Abb. 6 Nomogramm zur Bestimmung der effektiven Leistung beim Fahren eines Rollstuhls von 18 kg Eigengewicht aus Körpergewicht, Steigung und Geschwindigkeit (Nach VOIGT u.BAHN 1969).

8. Statistische Auswertung

Mittelwert, Standardabweichung (σ) und mittlerer Fehler des Mittelwerts (σ_M) wurden nach folgenden Formeln berechnet.

Mittelwert: $\bar{x} = \frac{\sum x}{N}$

x= Maßzahl
N= Anzahl der Werte

Standardabweichung: $\sigma^2 = \frac{\sum x^2 - \frac{(\sum x)}{N}}{N - 1}$

x= Maßzahl
N= Anzahl der Werte

Mittlerer Fehler der Mittelwerte: $\sigma_M = \frac{\sigma}{\sqrt{N}}$

σ = Standardabweichung
N= Anzahl der Werte

In den Fällen, in denen Paardifferenzen gebildet werden konnten, wurde die Prüfung der Nullhypothese mit Hilfe des t-Testes durchgeführt. Die Paardifferenzbildung war in folgenden Fällen möglich:

1) Beim Test-Retest-Versuch für 1,3,4 km/h und 0 Grad Steigung.
2) Zwischen der 3. und 4. Minute auf einer submaximalen und maximalen Belastungsstufe.
3) Zwischen Rollstuhlarbeit und Handkurbelarbeit bei 20 und 40 Watt.

Die Formel für den mittleren Fehler der Differenz zwischen zwei Mittelwerten ($\sigma_{D\ M_1-M_2}$) lautet:

$$\sigma_{D(M_1-M_2)} = \sqrt{\frac{\Sigma D^2 - \left(\frac{\Sigma D}{N}\right)^2}{N\,(N-1)}}$$

D= Differenz der beiden Wertepaare
N= Anzahl der Werte

Die Formel für die Signifikanz des Unterschiedes lautet: $t = \frac{\bar{x}}{\sigma_{D(M_1-M_2)}}$

wobei $\bar{x}$= Mittelwert der Paardifferenz ist.

Der p-Wert für die Irrtumwahrscheinlichkeit wurde für den jeweiligen t-Wert den üblichen Tabellen entnommen (MITTENECKER 1964).

III. Ergebnisse

1. Test-Retest-Untersuchung

In Tabelle 3 sind die Ergebnisse der Test-Retest-Untersuchung für Atemminutenvolumen, Sauerstoffaufnahme, Herzfrequenz und Sauerstoffpuls dargestellt; die Dauer der Belastungsstufen betrug jeweils 3 Minuten. Fast alle Meßwerte waren bei der Wiederholungsuntersuchung niedriger, wie aus den negativen Vorzeichen der mittleren Abweichungen zu ersehen ist. Da beide Ergebnisse von denselben Versuchspersonen gewonnen wurden, konnten Paardifferenzen gebildet werden. Sauerstoffpuls und bei niedriger Belastung Herzfrequenz und Sauerstoffaufnahme wiesen keinen signifikanten Unterschied auf. Alle anderen Mittelwertsunterschiede, insbesondere die bei höheren Geschwindigkeiten, waren dagegen statistisch signifikant. Außerdem zeigt die Tabelle 3 , daß bei höheren Belastungen der Unterschied zwischen der ersten und der Wiederholungsuntersuchung größer wird.

2. Einstellung eines steady state

Als nächstes wurde untersucht, wann das steady state bei der stufenweisen Erhöhung der Belastung im Rollstuhl erreicht wurde. Deshalb wurde in der nächsten Untersuchungsreihe die Belastungsdauer auf 4 Minuten pro Stufe ausgedehnt, in diesem Test wurden jeweils die Ergebnisse der dritten mit denen der vierten Minuten verglichen.

Tabelle 4 zeigt, daß bei der submaximalen Belastungsstufe schon in der dritten Minute die Ergebnisse von Atemminutenvolumen, Herzfrequenz, Sauerstoffaufnahme und Sauerstoffpuls kaum noch steigen. Als submaximale Belastungsstufe wurde diejenige definiert, die individuell jeweils vor der maximal möglichen Belastungsstufe lag. Bei der Maximalbelastung steigen dagegen die Werte in der vierten Minute noch etwas weiter

Tabelle 3

0° Steigung 1 km/h	Atemminuten-volumen l/min	O_2-Aufnahme ml/min	Herzfrequenz Puls/min	O_2-Puls $ml O_2$/Puls
$\bar{x}$	13,5	429,6	109,9	4,00
Abw.	-1,18	+8,04	-5,0	+0,176
%	-8,74	+1,8	-4,5	+4,4
t	2,530	0,426	2,379	0,915
	(p<0,02)		(p<0,03)	
3 km/h				
$\bar{x}$	16,6	570,3	119,2	4,75
Abw.	-2,41	-52,3	-3,6	-0,273
%	-14,4	-9,26	-3,05	-5,75
t	4,307	2,2296	1,850	1,138
	(p<0,001)	(p<0,04)		
4 km/h				
$\bar{x}$	19,3	654,7	126,0	5,10
Abw.	-3,78	-101,6	-5,4	-0,300
%	-19,7	-15,5	-4,3	-5,9
t	4,013	3,107	2,170	1,128
	(p<0,001)	(p<0,01)	(p<0,05)	

Atemminutenvolumen, Sauerstoffaufnahme, Herzfrequenz und Sauerstoffpuls von 25 Versuchspersonen bei Rollstuhlarbeit mit 0° Steigung und 1,3,4 km/h.

$\bar{x}$ = Mittelwert der ersten Untersuchung. Abw. = Abweichung der Wiederholungsuntersuchung in absoluten Werten und in Prozent (%). t = t-Wert dieser Abweichung nach der Bildung von Paardifferenzen.

Tabelle 4

submax. Belastung	Atemminuten-volumen l/min	Herzfrequenz Puls/min	O_2-Aufnahme ml/min	O_2-Puls $ml O_2$/Puls
$\bar{x}$	24,8	141,4	809,3	5,72
Abw.	+Ø,366	+0,89	+2,93	+0,124
%	+1,47	+0,634	+0,40	+0,217
t	1,375	1,898	0,279	1,559
maximale Belastung				
$\bar{x}$	31,3	156,8	913,8	5,80
Abw.	+0,50	+1,08	+23,25	+0,130
%	+1,6	+0,69	+2,6	+2,24
t	1,407	1,616	2,336 (p=0,03)	1,630

Atemminutenvolumen, Herzfrequenz, Sauerstoffaufnahme und Sauerstoffpuls von 29 Versuchspersonen bei einer submaximalen und 24 Versuchspersonen bei einer maximalen Belastungsstufe.

$\bar{x}$ = Mittelwert der 3. Arbeitsminute. Abw. = Abweichung des Mittelwertes der 4. Arbeitsminute in absoluten Werten und in Prozentwerten (%)! t = t-Wert dieser Abweichung nach der Bildung von Paardifferenzen.

an, ein signifikanter Unterschied zur dritten Minute ergab sich aber nur bei der Sauerstoffaufnahme. Mit 2,6% war hier der Unterschied zur 3. Minute am größten.

3. Die Ermüdung in Abhängigkeit vom Grad der körperlichen Behinderung

Obwohl Umfang und Schweregrad der Behinderung bei den 29 untersuchten Probanden außerordentlich stark variierten, schien es zumindest notwendig, 2 Gruppen danach zu unterscheiden, ob eine zusätzliche Behinderung im Bereich des Schultergürtels oder der oberen Extremität vorlag (vgl.Tab.1) Bei dieser Gruppierung mußten 4 Probanden (Versuchsperson Nr. 5,16,18,22) ausgeschieden werden, weil sie infolge extrem starker Behinderung in ihrer Leistungsfähigkeit zu weit unter dem Gruppendurchschnitt lagen. Die gewertete Gruppe ohne zusätzliche Behinderung umfaßte 12 Probanden (6 weibliche; 6 männliche), diejenige mit zusätzlicher Behinderung umfaßte 14 Probanden (8 weibliche; 6 männliche). Alters- und Geschlechtsverteilung waren in beiden Gruppen etwa gleich, der Unterschied bestand ausschließlich in der zusätzlichen Behinderung.

Wie Abb. 7 und 8 zeigen, ergab sich hinsichtlich Sauerstoffaufnahme und Atemminutenvolumen beim Rollstuhlfahren mit verschiedener Belastung kein Unterschied zwischen den beiden Gruppen, die Pulsfrequenz war dagegen bei der Gruppe mit zusätzlicher Behinderung je nach Belastungsstufe um 10-15 Pulse/min höher. Dementsprechend weist auch der Sauerstoffpuls einen Unterschied zwischen den beiden Gruppen auf.

4. Vergleich zwischen Rollstuhl- und Handkurbelarbeit

Wie Tabelle 5 zeigt, konnten die Versuchspersonen bei Handkurbelarbeit höhere effektive Leistungen vollbringen als beim Rollstuhlfahren.

Tabelle 5

Zahl der Versuchspersonen, die die einzelnen Belastungsstufen bei Handkurbelarbeit und bei Rollstuhlarbeit bewältigt haben.

	Handkurbelarbeit	Rollstuhlarbeit
10 Watt	29 Vp. = 100%	29 Vp. = 100%
20 Watt	28 Vp. = 96,5%	22 Vp. = 76,0%
30 Watt	22 Vp. = 76,0%	18 Vp. = 62,2%
40 Watt	16 Vp. = 55,3%	6 Vp. = 24,1%
50 Watt	12 Vp. = 41,4%	----------
60 Watt	8 Vp. = 27,8%	----------
8 0 Watt	2 Vp. = 6,9%	----------

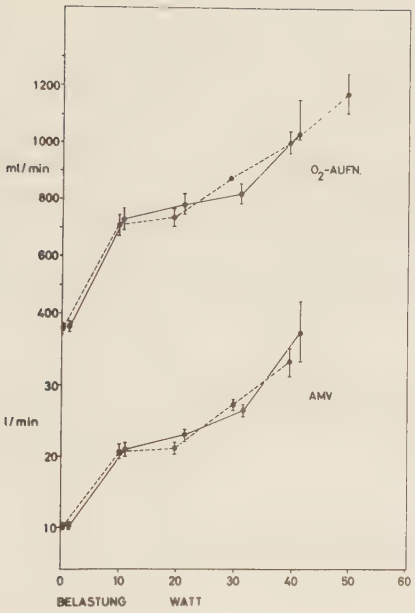

Abb. 7 Mittelwerte von O_2-Aufnahme und Atemminutenvolumen (AMV) beim Rollstuhlfahren in Abhängigkeit von der effektiven Leistung bei zwei Probandengruppen mit (o———o) und ohne zusätzliche Behinderung (•-----•) im Bereich von Schultergürtel und oberen Extremitäten. Die Klammern geben den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte an.

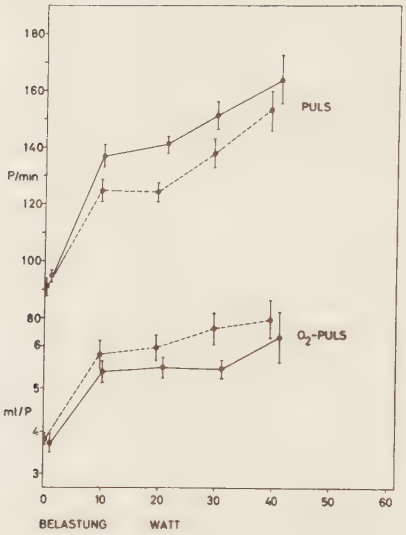

Abb. 8 Mittelwerte von Pulsfrequenz und O_2-Puls beim Rollstuhlfahren in Abhängigkeit von der effektiven Leistung bei zwei Probandengruppen mit (o——o) und ohne zusätzliche Behinderung (o----o) im Bereich von Schultergürtel und oberen Extremitäten. Die Klammern geben den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte an.

In Abb. 9 ist das mittlere Verhalten von Atemminutenvolumen, Sauerstoffaufnahme, Herzfrequenz und Sauerstoffpuls bei Handkurbelarbeit und Rollstuhlarbeit in Abhängigkeit von der Leistung zum Vergleich zusammengestellt. Während bei niedrigen Leistungen nur ein geringer Unterschied festzustellen ist, liegen bei größeren Belastungen die Mittelwerte der Rollstuhlarbeit höher als bei Handkurbelarbeit. Wie Tabelle 6 zeigt, ist dieser Unterschied aber nur bei der Sauerstoffaufnahme statistisch signifikant

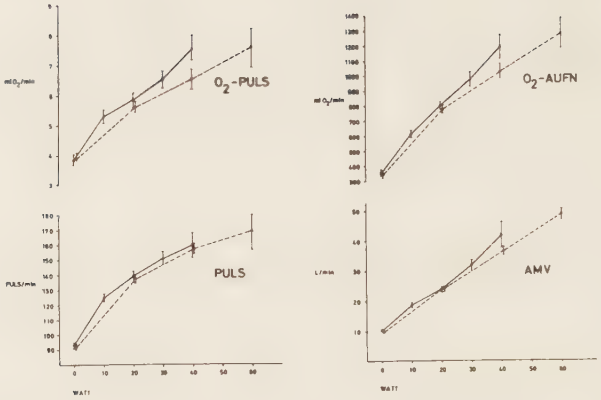

Abb. 9 Mittelwerte von O_2-Aufnahme, Atemminutenvolumen (AMV), O_2-Puls und Pulsfrequenz von 29 Probanden beim Rollstuhlfahren (o———o) und bei Drehkurbelarbeit (o----o) in Abhängigkeit von der effektiven Leistung. Die Klammern geben den Bereich des mittleren Fehlers der Mittelwerte an.

Tabelle 6

20 Watt Belastung	Atemminuten-volumen l/min	O_2-Aufnahme ml/min	Herzfrequenz Puls/min	O_2-Puls $ml O_2$/Puls
$\bar{x}$	24,7	808,0	140,4	5,83
Abw.	-0,058	-35,04	-4,4	-0,099
%	-0,22	-4,37	-3,12	-1,70
t	1,466	1,212	1,346	0,383
40 Watt Belastung				
$\bar{x}$	42,8	1194,0	159,8	7,53
Abw.	-5,38	-236,1	-8,5	-1,09
%	-12,6	-19,78	-5,29	-13,4
t	1,137	3,229 (p=0,02)	1,864	2,096

Atemminutenvolumen, Sauerstoffaufnahme, Herzfrequenz und Sauerstoffpuls von 24 Versuchspersonen bei einer Belastung von 20 Watt, und von 6 Versuchspersonen bei einer Belastung von 40 Watt bei Rollstuhlarbeit und Handkurbelarbeit

$\bar{x}$ = Mittelwert bei Rollstuhlarbeit.

Abw. = Abweichung der Handkurbelarbeit in absoluten Werten und in Prozent (%).

t = t-Wert dieser Abweichung nach der Bildung von Paardifferenzen.

IV. Diskussion

1. Zur Methodik

a. Zur Meßgenauigkeit

Der von uns benutzte Lungenfunktionsmeßplatz "Pulmorex" integriert elektronisch die von einem Pneumotachographen gewonnene Atemstromgeschwindigkeit in eine spirographische Kurve. Diese Integrierung erfolgt in einem digital arbeitenden Rechenwerk, wodurch die Genauigkeit gegenüber den rein analog arbeitenden Geräten wesentlich erhöht wird. Außerdem wurden die unbestreitbaren Nachteile der spirographischen Untersuchung im geschlossenen System durch die Anwendung des ventillosen offenen Systems vermieden. Sie betreffen hauptsächlich die Regulation der Systemtemperatur, die bei höheren Umsatzraten nicht mehr konstant gehalten werden kann (ROSSIER, BUEHLMANN u.WIESINGER 1958; BUHR u.OSTEN 1963). Die Messung und Registrierung ist bei dem Pneumotachographen Nr. 3 bis zu einem Atemvolumen von 150 l/min und einer maximalen Strömungsgeschwindigkeit von 8 l/sec linear, bei höheren Strömungsgeschwindigkeiten beträgt die Fehlerbreite maximal 2-3%. Bei der gleichzeitigen Registrierung des Atemvolumens auf dem Kompensationslinienschreiber ergibt sich kein weiterer Fehler, da die Eigenfrequenz so groß ist, daß noch eine Atemstromgeschwindigkeit von 16,5 l/sec genau erfaßt werden kann und die Registrierung über die ganze Schreibbreite mit einem Fehler von 0,5% linear bleibt. Bei Messungen am Menschen sind allerdings Fehler von 4-5% unter Ruhebedingungen und von 5-7% unter Maximalbelastungen möglich, da trotz der Vorheizung des Pneumotachographen die unterschiedliche Erwärmung und die Wasserdampfsättigung eine Vergrößerung des Exspirationsvolumens gegenüber der Inspirationsluft verursachen (BUHR u. OSTEN 1963).

Die Gasanalyse hat nach unserer Prüfung eine Anzeigever-

zögerung von 2-2,5 min, die dadurch zustande kommt, daß die abgezweigten Luftproben zuerst Schlauchleitungen durchströmen müssen und in ein Mischgefäß geleitet werden, bevor sie zum Analysegerät gelangen. Dadurch wird gleichzeitig auch eine Integrierung über etwa eine Minute erreicht. Eine weitere Mittelung wurde bei der Auswertung vorgenommen, bei der der Mittelwert einer Registrierminute bestimmt wurde, um kurzfristige Änderungen der Sauerstoff- und Kohlendioxydkonzentration auszugleichen. Die zeitliche Verzögerung wurde bei der Zuordnung dieser Meßgrößen zu dem Atemminutenvolumen berücksichtigt. Die Meßgenauigkeit für die Sauerstoffaufnahme und die Kohlendioxydabgabe kann etwa so abgeschätzt werden: Bei einem Meß- oder Ablesefehler von einem Teilstrich und einer Sauerstoffausnutzung bzw. Kohlendioxydabgabe von ungefähr 4 Vol.% ergibt sich ein Fehler von 2-3%, der allerdings noch durch den Fehler bei der Atemminutenvolumenbestimmung vergrößert werden kann.

Hinsichtlich der Gültigkeit der Leistungsmessung für das Rollstuhlfahren kann darauf hingewiesen werden, daß mit einer Ausnahme alle Fahrstühle typengleich waren und von derselben Firma stammten. Außerdem wurde vor den Versuchen der Reifendruck auf gleiche Werte gebracht und die Lagerreibung geprüft, um einen möglichst gleichen Rollwiderstand zu gewährleisten.

b. Zum Problem der Standardisierung der ergometrischen Leistungsmessung

Das Arbeitsverhalten von Kreislauf und Atmung hängt auch bei Kurbelarbeit in starkem Maße von der Umdrehungsgeschwindigkeit ab. Bei niedrigen Belastungen liegt für Handkurbelarbeit das Optimum bei 35-40 Umdrehungen/min (HASSE 1932; MELLEROWICZ 1962; HESS u. SEUSING 1963), verlagert sich mit zunehmender Belastung zu höheren Umdrehungszahlen. Bei der Fußkurbelarbeit liegen die optimalen Drehzahlen um 5-10 Umdrehungen/min über denen für Handkurbelarbeit. In den Vorschlägen zur Standardisierung der ergo-

metrischen Leistungsmessung wird deshalb auch empfohlen, bei Handkurbelarbeit mit Belastungen bis 100 Watt eine Drehzahl von 25-35 Umdrehungen/min einzuhalten. Bei höheren Belastungen sollte die Drehzahl in dem Bereich von 35-45 Umdrehungen/min liegen (MELLEROWICZ u.Mitarb. 1961). Auch bei den vorliegenden Untersuchungen wurde darauf geachtet, daß für jede Belastungsstufe eine konstante Drehzahl eingehalten wurde. Diese war bei den niedrigen Belastungsstufen mit 35-40 Umdrehungen/min absichtlich etwas höher als empfohlen gewählt worden. Der dadurch verringerte Pedaldruck erlaubte es den körperbehinderten Probanden, eine höhere Belastungsstufe zu erreichen, ohne vorzeitig wegen muskulärer Erschöpfung den Versuch abbrechen zu müssen (VOIGT u.Mitarb. 1968).

Entsprechend den Vorschlägen zur Standardisierung der ergometrischen Leistungsmessung (MELLEROWICZ u.Mitarb. 1961) wurde weiterhin darauf geachtet, daß die Faktoren Lufttemperatur, Luftfeuchtigkeit, Ernährung, genügender Abstand zur letzten Nahrungsaufnahme und Vermeidung größerer körperlicher Beanspruchung am Untersuchungstag usw. eingehalten wurden. Auf Sportkleidung der Probanden beim Versuch wurde bewußt verzichtet, um die Ergebnisse besser auf die Situation des täglichen Lebens übertragen zu können; aus dem gleichen Grund wurden auch während der Untersuchung die Stützkorsetts anbehalten, die 15 der Probanden dauernd tragen mußten.

c. Die Versuchspersonen

Die Zusammensetzung des Untersuchungsgutes war sehr heterogen. Zwar waren die meisten Probanden an Poliomyelitis erkrankt (71%), aber die Schwere der Erkrankung und die Lokalisation der Ausfallserscheinungen waren doch so unterschiedlich, daß nur eine grobe Gruppeneinteilung nach dem Grad der zusätzlichen körperlichen Behinderung im Bereich

des Schultergürtels möglich war. Die Aussagen über die Vergleichbarkeit von verschiedenen Untersuchungen werden dadurch aber nicht tangiert, da bei den verschiedenen Untersuchungen immer die Meßwerte derselben Probanden miteinander verglichen wurden.

2. Zu den Ergebnissen

a. Test-Retest-Zuverlässigkeit

Der Untersuchung der Test-Retest-Zuverlässigkeit kommt bei der Prüfung eines Testverfahrens besondere Bedeutung zu. BLOHMKE u. Mitarb. (1966) fanden bei wiederholten Messungen der Pulsfrequenz auf einer submaximalen Belastungsstufe einen Zuverlässigkeitskoeffizienten von maximal 0,8 für den Leistungspulsindex nach MÜLLER (1952) und die geschätzte maximale Sauerstoffaufnahme nach ASTRAND (1953). Diese Methode der Berechnung des Zuverlässigkeitskoeffizienten für eine Testwiederholung ist aber nicht geeignet, die Tendenz der Änderung mit Größe und Vorzeichen anzugeben. Dagegen wird bei der Paardifferenzbildung der Mittelwertsunterschied in Maßeinheiten ausgedrückt und mit Hilfe der Nullhypothese auf Signifikanz geprüft. In der vorliegenden Untersuchung konnte gezeigt werden, daß die Mittelwerte von Atemminutenvolumen, Sauerstoffaufnahme, Herzfrequenz und Sauerstoffpuls im allgemeinen bei der Wiederholungsuntersuchung niedriger waren. Diese Unterschiede waren auch bis auf die Pulsfrequenz bei 3 km/h, die Sauerstoffaufnahme bei 1 km/h und den Sauerstoffpuls auf allen Geschwindigkeitsstufen signifikant. Die Untersuchungssituation hatte demnach auf unsere Probanden einen so großen Einfluß, daß bei der ersten Untersuchung z.B. das Atemminutenvolumen um 14-20% und die Pulsfrequenz um 3-4,5% höher waren. Um den Einfluß dieser offenbar psychischen Überlagerung, die aber auch nach einer längeren Adaptationszeit vor dem Versuch noch vorhanden ist, zu verringern, sollte vor der eigentlichen Untersuchung stets ein Vorversuch durchgeführt werden.

b, Steady state (Ergostase)

Von entscheidener Bedeutung für die Reproduzierbarkeit bzw. Vergleichbarkeit eines ergometrischen Testverfahrens ist die Frage, inwieweit die Meßgrößen während der Arbeitsbelastung ein relativ konstantes Niveau eingestellt, d.h. die Phase der Arbeitsumstellung durchlaufen haben. Bei Anlegung strenger Maßstäbe wird allgemein die Einstellung eines steady state gefordert (HILL 1927).

Auf die unterschiedlichen Anforderungen, die in der Literatur unter Verwendung verschiedener Kriterien an die Feststellung eines steady state gestellt werden, soll hier nicht im einzelnen eingegangen werden (HILL 1927; ZAEPER 1937; COURNAND, zitiert n. HOLLMANN 1959; GRAF 1961).

Sicher ist, daß die Einstellung eines echten steady states von der Belastungsgröße abhängig ist. Bei leichter Arbeit wird es in jedem Falle und schon nach kurzer Zeit erreicht. Bei höheren Belastungen benötigt die Einstellung zunehmend längere Zeit, bei Überschreiten der individuellen Dauerleistungsgrenze wird aber kein konstantes Niveau der Funktionsgrößen mehr erreicht; dabei beträgt die Dauerleistungsgrenze etwa 40% der Maximalleistung (SIMONSON u.SIRKINA 1933; HERXHEIMER 1935; CHRISTENSEN u. HÖGBERG 1950; HOLLMANN u. Mitarb. 1957; LEHMANN 1961; ROYCE 1962).

Dementsprechend können körperlich trainierte Personen noch bei höheren Belastungen im steady state sein als Untrainierte. Sie erreichen das steady state außerdem in kürzerer Zeit (HOLMGREN 1956; DRANSFELD u. MELLEROWICZ 1958; HOLLMANN 1959; KEUL u. Mitarb. 1962; STEGEMANN 1967). Bei Leistungen, die über der Dauerleistungsgrenze liegen, kann ein steady state vorgetäuscht werden, wenn der Proband sein maximales Sauerstoffaufnahmevermögen erreicht hat und seine Arbeit noch bis zur größtmöglichen Sauerstoffschuld weiter steigert (HERXHEIMER 1935; HOLLMANN 1959). Um diese

unterschiedlichen Definitionen des steady state zu entgehen, wird in den letzten Jahren des öfteren der Begriff der Ergostase angewandt. Definitionsgemäß sind die Voraussetzungen der Ergostase dann erfüllt, wenn die Pulsfrequenz zwischen der 4. und 6. Arbeitsminute um nicht mehr als 8 Schläge ansteigt (Nähere Einzelheiten bei MELLEROWICZ u. Mitarb. 1961).

Da unsere Probanden in ihrer Leistungsfähigkeit durch ihre mehr oder weniger starke körperliche Behinderung erheblich eingeschränkt waren, begannen wir unsere Fahrbanduntersuchungen mit sehr kleinen Belastungen (maximal 10 Watt); außerdem schlossen wir ohne Pause die nächsthöhere Belastungsstufe an, um eine erneute Arbeitsumstellung von Atmung und Kreislauf zu umgehen. Die größte Belastungszunahme betrug bei unseren Rollstuhlversuchen 9 Watt, meistens war sie kleiner. Dementsprechend fanden wir bei unseren Untersuchungen an 29 Versuchspersonen, daß bei einer submaximalen Belastung die Arbeitsumstellung spätestens nach 3 Minuten abgeschlossen war. Bei den von uns geforderten Maximalleistungen, die die Probanden 4 Minuten durchhielten, war sowohl die Dauerleistungsgrenze (MÜLLER u.KARRASCH 1961), als auch die Langleistungsgrenze (STEGEMANN 1967) eindeutig überschritten, ein steady state war in diesem Fall natürlich nicht mehr vorhanden (MELLEROWICZ u.LERCHE 1959). Die Pulsfrequenz nahm bei dieser Belastung von der 3. zur 4. Minute im Durchschnitt um 1,08 Schläge zu; deshalb kann man selbst bei diesen Belastungen noch annehmen, daß sich die Probanden in einem vergleichbaren Zustand der Ergostase befunden haben.

c. Die Ermüdung

Kennzeichnend für unsere Versuchspersonen war es, daß sie ihre Arbeitsversuche oft schon bei effektiv geringen Belastungen wegen Muskelschmerzen abbrechen mußten. In der Regel lag bei Abbruch des Versuches noch keine sehr starke Dyspnoe vor, obwohl besonders die Probanden mit einer Poliomyelitiserkrankung, die den weitaus größten Anteil des Untersuchungsgutes stellten, oftmals an einer schweren Kyphoskoliose mit sekundärer Einschränkung der Ventilation litten.

Die Ermüdung, deren Auswirkung in der Literatur schon ausgiebig erörtert worden ist (MÜLLER 1952; HOLLMANN 1959; LEHMANN 1962; STEGEMANN 1967), ist sehr von Art, Form, Intensität und Dauer der Arbeitsleistung sowie von Konstitution, Alter, Geschlecht und Trainingszustand des zu untersuchenden Probanden abhängig.

Unsere Versuchspersonen waren alle körperbehindert, die ganze Arbeit mußte bei Ihnen von den oberen Extremitäten geleistet werden. In einem Teil der Fälle war die für diese Arbeit zur Verfügung stehende Muskelmasse noch weiter eingeschränkt; es ist nicht erstaunlich, daß sich daher bei Ihnen schon bei relativ geringen Belastungen Symtome einer lokalen Muskelermüdung einstellten, nämlich Muskelschmerzen. Diese lokale Ermüdung zeigte sich außerdem im Pulsfrequenzverlauf am sogenannten Ermüdungsanstieg (KARRASCH u.MÜLLER 1951). Dieser zusätzliche Anstieg der Pulsfrequenz trat besonders bei der Gruppe von Probanden auf, die an weiteren Muskelausfällen im Bereich des Schultergürtels und der Oberarme litten (siehe Abb. 7 und 8).

Bei diesen Probanden dürfte auch im besonderen Maße schon die Größe der jeweils vorangegangenen Arbeit den Grad der Ermüdung mitbestimmt haben (siehe auch BALKE 1954; RALSTON 1958; MÜLLER 1961).

d. Vergleich Rollstuhlarbeit-Handkurbelarbeit

Ein einzelner ergometrischer Test kann nur bedingt Rückschlüsse auf die körperliche Leistungsfähigkeit zulassen, seine Valenz wird immer mehr oder weniger vom Ideal abweichen. Sie kann aber gesteigert werden, wenn für eine bestimmte Leistungsanforderung verschiedene Teste zu geeigneten "Testbatterien" zusammengestellt werden (KLEIN u. Mitarb. 1966). Auch bei gleicher physikalischer Leistung können verschiedene Arbeitsformen zu unterschiedlichen Kreislaufreaktionen führen. So konnten MELLEROWICZ u. LERCHE(1959) zeigen, daß bei Handkurbelarbeit im Stehen und Fußkurbelarbeit im Sitzen und Liegen signifikante Unterschiede von Atemminutenvolumen, Sauerstoffaufnahme, Herzschlagfrequenz und Kohlendioxydabgabe bestehen. Sie gaben deshalb Umrechnungsfaktoren an, mit deren Hilfe die verschiedenen ergometrischen Belastungsformen miteinander verglichen werden konnten. Auf die gegenüber Fußkurbelarbeit erheblich niedrigere maximale Sauerstoffaufnahme und eine schneller ansteigende Pulsfrequenz bei Handkurbelarbeit hat auch LEHMANN (1961) hingewiesen.

Auch bei der Belastung durch Rollstuhlfahren werden gegenüber anderen ergometrischen Testverfahren abweichende Reaktionen der Kreislauf- und Atmungsfunktionen zu erwarten sein. Die Abweichungen werden aber umso geringer sein, je mehr die bei vergleichenden Belastungsverfahren beanspruchten Muskelgruppen in Umfang und Lokalisation übereinstimmen. Bei rollstuhlfahrenden Körperbehinderten bietet sich daher die Handkurbelarbeit im Sitzen zum Vergleich an, weil in beiden Fällen die Arbeit mit der Schultergürtel- und Armmuskulatur geleistet wird und der Bewegungsablauf ähnlich ist.

Beim Vergleich der beiden Arbeitsformen ließ sich bei kleinen und mittleren Belastungsstufen in der Tat nur ein minimaler Unterschied feststellen. Bei höheren Belastungen von 40 Watt waren dagegen Atemminutenvolumen, Sauerstoffaufnahme, Pulsfrequenz und Sauerstoffpuls bei der Handkurbelar-

beit um 5,3-19,8% niedriger. Außerdem war die maximale Belastungsfähigkeit bei Handkurbelarbeit erheblich größer. Während im Rollstuhl nur 6 Versuchspersonen 40 Watt leisten konnten, waren es bei der Handkurbelarbeit 16. Auffallend ist die um fast 20% geringere Sauerstoffaufnahme bei 40 Watt Handkurbelarbeit, die sicherlich auf eine bessere Bewegungsökonomie zurückzuführen ist.

e. Praktische Schlußfolgerung

Bei der spiroergometrischen Untersuchung von Körperbehinderten sollten über die Empfehlungen der Kommission zur Standardisierung der ergometrischen Leistungsmessung hinaus folgende Gesichtspunkte beachtet werden:

1) Ein Vorversuch ist unbedingt erforderlich.
2) Die Dauer der Arbeit auf jeder Leistungsstufe sollte 3 bis maximal 4 Minuten betragen. Eine hinreichende Ergostase ist auch bei höheren Belastungen spätestens in der 4. Arbeitsminute eingestellt, bei niedrigeren Belastungen schon in der 3. Minute.
3) Dem Problem der muskulären Ermüdung kommt eine besondere Bedeutung zu, besonders bei Patienten mit zusätzlichen Ausfällen im Bereich der arbeitenden Muskulatur. Bei der Festlegung eines Testes mit stufenweise erhöhter Belastung muß dieser Tatsache dadurch Rechnung getragen werden, daß die Zahl der Stufen und damit die Gesamtarbeitsdauer der verbliebenen Leistungsfähigkeit der Versuchspersonen angepaßt ist.
4) Die biologische Belastung bei Handkurbelarbeit im Sitzen ist bis zu Leistungen um 20 Watt, die bei jugendlichen Rollstuhlfahrern zu Pulsfrequenzsteigerungen bis 135-140 Pulsschlägen/min führen, gegenüber Rollstuhlarbeit nicht signifikant verschieden. Daher kann für spiroergometrische Untersuchungen an Gehunfähigen in unterem Belastungsbereich statt des Rollstuhlfahrens eine Handkurbelarbeit im Sitzen als gleichwertig verwendet werden.

Bei einer Belastung von 40 Watt ergeben sich dagegen Abweichungen, die nach unseren Mittelwertberechnungen beim Vergleich von Handkurbelarbeit und Rollstuhlarbeit durch die in Tabelle 7 angegebenen Umrechnungsfaktoren ausgeglichen werden können.

Tabelle 7

Umrechnungsfaktoren

Handkurbelarbeit = 1,00

	Atemminuten-volumen	O_2-Aufnahme	Herzfrequenz	O_2-Puls
Rollstuhl-arbeit	1,13	1,25	1,05	1,13

Umrechnungsfaktoren für den Vergleich von Rollstuhl-arbeit und Handkurbelarbeit bei 40 Watt Belastung.

V. Zusammenfassung

Um die körperliche Leistungsfähigkeit von körperbehinderten Rollstuhlfahrern im Vergleich mit einem für Gesunde gebräuchlichen Testverfahren beurteilen zu können, wurden an insgesamt 30 gehunfähigen Internatsschülern im Alter von 11 bis 22 Jahren, die seit längerer Zeit auf die Fortbewegung im Rollstuhl angewiesen waren, vergleichende spiroergometrische Messungen beim Rollstuhlfahren auf einem Fahrbandergometer mit verschiedenen Geschwindigkeiten (1-4 km/h) und Steigungen (0-2 Grad) sowie bei einer stufenweise ansteigenden Handkurbelarbeit im Sitzen (20, 40, 60 und 80 Watt) durchgeführt. 17 der Probanden waren weiblich, 13 männlichen Geschlechts. Die Arbeitsdauer auf jeder Belastungsstufe betrug in doppelten Vorversuchen 3 min, in den Hauptversuchen jeweils 4 min. Die effektive Leistung beim Rollstuhlfahren wurde durch Messung der Vortriebskraft mit verschiedenen Zuladungen ermittelt, sie stieg mit Steigung und Geschwindigkeit des Fahrbandergometers linear an.

Bei beiden Belastungsverfahren wurde ein hinreichendes steady state (Ergostase) innerhalb 3 bis 4 minütiger Arbeitsdauer eingestellt. Bei gleichen effektiven Leistungen waren Pulsfrequenz, Sauerstoffverbrauch, Atemminutenvolumen und Sauerstoffpuls oberhalb 20 Watt beim Rollstuhlfahren zunehmend größer als bei Handkurbelarbeit. Bei niedriger Belastung stieg jedoch die Pulsfrequenz insbesondere bei denjenigen Patienten höher an, die zusätzliche muskuläre Ausfälle im Bereich des Schultergürtels und der oberen Extremitäten aufwiesen. Die Leistungsgrenze beim Rollstuhlfahren ist in erster Linie durch lokale Muskelermüdung bestimmt, die zu zusätzlichen Ermüdungspulsen führt. Bei den doppelten Vorversuchen auf dem Fahrbandergometer lagen die Messwerte im Mittel bei der Zweituntersuchung überwiegend signifikant niedriger, was auf eine Gewöhnung an die Untersuchungssituation zurückgeführt wird.

Während bei effektiven Belastungen bis zu 20 Watt Rollstuhlfahren und Handkurbelarbeit im Sitzen absolut vergleichbar sind, wenn keine zusätzliche Behinderungen im Bereich der

oberen Extremitäten vorliegen, werden für die spiroergometrische Testung mit höherer Belastung (40 Watt) Umrechnungsfaktoren angegeben. Für die praktische Durchführung von Prüfungen der Leistungsfähigkeit Körperbehinderter wird empfohlen, in jedem Falle Vorversuche auszuführen und die Gesamtarbeitszeit wegen der Gefahr der Muskelermüdung möglichst kurz zu halten.

VI. Literaturverzeichnis

ASTRAND, P.-O. : A study of capacity for hand muscular work of 17 to 19 year-old male youths.
Arbeitsphysiologie. 15, 251-254 (1953)

BAHN, D. : Med. Inaug.-Diss.
Marburg/Lahn 1969 (in Vorbereitung)

BALKE, B. : Optimale körperliche Leistungsfähigkeit, ihre Messung und Veränderung infolge Arbeitsermüdung.
Arbeitsphysiologie. 15, 311-323 (1954)

BARTELS, H., E. BÜCHERL, C.W. HERTZ, G. RODEWALD, M. SCHWAB : Lungenfunktionsprüfungen
Springer-Verlag, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1959

BLOHMKE, M., H. STUMPF, O. STELZER u. W.D. ARIES : Vergleichbarkeit der Meßwerte bei Wiederholungsuntersuchungen.
Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 23, 1-11 (1966)

BUHR, G., u. H. OSTEN : Eine neue Apparatur zur funktionellen Diagnostik des cardiopulmonalen Systems auf der Grundlage der Integration des Pneumotachogramms mit synchroner Registrierung von 11 Meßgrößen.
Zschr. Kreislaufforschg. 52, 64-76 (1963)

CHRISTENSEN, E.H., u. P. HÖGBERG : Steady state, O_2-deficit and O_2-debt at severe work.
Arbeitsphysiologie 14, 251-255 (1950)

COURNAND, H. : Zit. n. W. HOLLMANN : Der Arbeits- und Trainingseinfluß auf Kreislauf und Atmung.
Dr. Dietrich Steinkopff Verlag, Darmstadt 1959

DRANSFELD, B., u. H. MELLEROWICZ : Untersuchungen über Leistungsfähigkeit und Herzschlagfrequenz von Untrainierten bei Maximalleistungen am Handkurbelergometer.
Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 17, 207-215 (1958)

ECKERMANN, P., u. H.P. MILLAHN : Der Einfluß der Drehzahl auf die Herzfrequenz und die Sauerstoffaufnahme bei konstanter Leistung am Fahrradergometer.
Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 23, 340-344 (1967)

GRAF, H. : Arbeitsablauf und Arbeitsrhythmus.
In : Handbuch der gesamten Arbeitsmedizin, Band I, 800-823
Urban & Schwarzenberg, Berlin-München-Wien 1961

HASSE, A. : Beitrag zur Ermittlung der günstigsten Arbeitsbedingung an einer Handkurbel.
Arbeitsphysiologie 5, 203-227 (1932)

HERXHEIMER, H. : Zur Frage des Wirkungsgrades bei "steady state" Arbeit von wechselnder Dauer.
Arbeitsphysiologie 8, 801-806 (1935)

HESS, P., u. J. SEUSING : Der Einfluß der Tretfrequenz und des Pedaldruckes auf die Sauerstoffaufnahme bei Untersuchungen am Ergometer.
Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 19, 468-475 (1963)

HILL : Zit. n. W. HOLLMANN : Der Arbeits- und Trainingseinfluß auf Kreislauf und Atmung.
Dr. Dietrich Steinkopff Verlag, Darmstadt 1959

HOLLMANN, W. : Der Arbeits- und Trainingseinfluß auf Kreislauf und Atmung.
Dr. Dietrich Steinkopff Verlag, Darmstadt 1959

HOLLMANN, W., H. VALENTIN u. H. VENRATH : Über das steady state des Sauerstoffverbrauchs bei Belastung am Drehkurbelergometer.
Sportmedizin 8, 112-123 (1957)

HOLMGREN, A. : Circulatory changes during muscular work in man.
Scand. J. clin. Lab. Invest. Suppl 8, 24-35 (1956)

KEUL, J., H. REINDELL u. H. ROSKAMM : Zur Belastbarkeit des jugendlichen Organismus (Herzvolumen und Leistungsfähigkeit bei Jugendlichen nach langjähriger Trainingsbelastung).
Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 19, 287-329 (1962)

KLEIN, K.E., H. BRÜNER, J. EICHHORN, K. SCHALKHÄUSER, J. SCHOTTE, E.D. VOIGT u. H.M. WEGMANN : Vergleichende Untersuchungen der körperlichen Leistungsfähigkeit des Menschen bei Muskelarbeit, im Sauerstoffmangel und bei Beschleunigung.
Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 22, 190-206 (1966)

KRUSEN, F.H., F.J. KOTTKE u. P.E. ELLWOOD : Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation.
The Blakiston Company, Philadelphia, Toronto 1965

LEHMANN, G. : Energetik des arbeitenden Menschen.
In : Handbuch der gesamten Arbeitsmedizin,
Band I, S. 66-121
Urban & Schwarzenberg, Berlin-München-Wien 1961

LEHMANN, G. : Das physische Leistungsvermögen des Menschen.
In : Handbuch der gesamten Arbeitsmedizin,
Band I, S.320-404
Urban & Schwarzenberg, Berlin-München-Wien 1961

LEHMANN, G. : Praktische Arbeitsphysiologie, 2.Auflg.
Thieme Verlag, Stuttgart 1962

LUKIN, L. : Instability of the "Steady State" during Exercise.
Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 20, 45-49 (1963)

MELLEROWICZ, H. : ERGOMETRIE.
Urban & Schwarzenberg, München-Berlin 1962

MELLEROWICZ, H., u. D. LERCHE : Ergometrische Untersuchungen zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit Jugendlicher.
Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 17, 459-468 (1959)

MELLEROWICZ, H., H. REINDELL, W. HOLLMANN, E.J. KLAUS, H. MIES u. H. ROSKAMM : Vorschläge zur Standardisierung der ergometrischen Leistungsmessung.
Zschr. Kreislaufforschg. 50, 273-278 (1961)

MITTENECKER, E. : Planung und statistische Auswertung von Experimenten. 5 Aufl.
Franz Deuticke Verlag, Wien 1964

MÜLLER, E.A. : Die Beurteilung der beruflichen Ermüdung und Erholung in der Arbeitsphysiologie.
In : Ermüdung, ihre Erscheinungsformen und Verhütung.
Kinau-Verlag, Lüneburg 1952

MÜLLER, E.A. : Die physische Ermüdung.
In : Handbuch der gesamten Arbeitsmedizin
Band I, S. 405-441
Urban & Schwarzenberg, Berlin-München-Wien 1961

MÜLLER, E.A., u. K. KARRASCH : Das Verhalten der Pulsfrequenz in der Erholungsperiode nach körperlicher Arbeit.
Arbeitsphysiologie 14, 369-383 (1951)

MÜLLER, E.A., u. J.J. REEH : Eine neue Art der Pulsfrequenzregistrierung.
Arbeitsphysiologie 14, 137-147 (1951)

RALSTON, H.J. : Energy-speed relation and optimal speed during level walking.
Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 17, 277-283 (1958)

RIESSER, H., u. D. HILDEBRANDT : Erfahrungen in einem Alumnat für körperbehinderte höhere Schüler.
Die Rehabilitation 5, 134-145 (1966)

ROSSIER, P.H., A. BUEHLMANN u. K. WIESINGER : Physiologie und Pathologie der Atmung.
Springer, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1956

ROYCE, J. : Oxygen consumption during submaximal exercises of equal intensity and different duration.
Int. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 19,218-221 (1962)

SIMONSON, E. : Der heutige Stand der Theorie der Ermüdung.
Erg. Physiol. 37, 299-306 (1935)

SIMONSON, E., u. G. SIRKINA : Über den Einfluß von Belastung und Bewegungspausen auf die Stimulation von Stoffwechsel und Kreislauf.
Arbeitsphysiologie 6, 553-561 (1933)

STEGEMANN, J. : Arbeitsphysiologie.
In : KEIDEL, W.D. : Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie.
Thieme Verlag, Stuttgart 1967

VOIGT, E.D., u. D. BAHN : Metabolism and Burdening of the Circulatory System of the Physically Handicapped when Propelling a wheel chair up an Incline.
Scand. J. of Rehabilitation Medicine 1969
(in Druck)

VOIGT, E.D., B. BERENDES u. G. HILDEBRANDT : Energieumsatz und Kreislaufbelastung von körperbehinderten Jugendlichen beim Fahren im Krankenfahrstuhl.
Arbeitsmed., Sozialmed., Arbeitshyg.
3, 135-138 (1968)

ZAEPER, G. : Zit. n. W. HOLLMANN : Der Arbeits und Trainingseinfluß auf Kreislauf und Atmung.
Dr. Dietrich Steinkopff Verlag, Darmstadt 1959

L e b e n s l a u f

Am 16.1.1943 wurde ich in Lügde als Sohn des Dr. med. Kuno Berendes und seiner Ehefrau Hedwig Berendes, geb. Münnighoff geboren.

Von Ostern 1949 bis Ostern 1953 besuchte ich die kath. Volkschule in Lügde, danach das Neusprachliche Gymnasium in Bad Pyrmont, wo ich am 28. 2. 1963 das Zeugnis der Reife erhielt.

Im Sommersemester 1963 immatrikulierte ich mich in der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg und bestand dort am 2.3. 1964 das Vorphysikum und am 4.8. 1965 das Physikum. Im Wintersemester 1965/66 studierte ich in Hamburg, darauf in Marburg. Hier legte ich auch am 13.12. 1968 mein medizinisches Staatsexamen ab.

Seitdem war ich auf der chirurgischen, inneren und gynäkologischen Abteilung des Nikolai-Krankenhauses in Höxter/Weser als Medizinal-Assistent tätig.

Meine akademischen Lehrer waren in Marburg die Herren Professoren und Dozenten:

Beckmann, Berendes, Blum, Bommer, Braun-Falco, Buchholz, Dölle, Exner, Gedigk, Herrmann, Heuser, Hildebrandt, Jacob, Linneweh, Löhr, Martini, du Mesnil de Rochemont, Neubauer, Potz, Rohen, Salfeld, Sauer, Schiff, Schleyer, Schmidt, Schwaiger, Siegert, Siess, Strauch, Streicher, Strohmeyer, Voss.

Meine akademischen Lehrer waren in Hamburg die Herren Professoren und Dozenten:

Apostolakis, Bettendorf, Dörken, Ehrengut, Harms, Harmsen, Henry, Horatz, Lichtenthaeler, Maas, Roemer, Seelemann, Seifert, Stelzner, Voigt, Zukschwert.

Meine akademischen Lehrer waren in Erlangen die Herren Professoren und Dozenten:

Bauer, Behrens, Eisenmann, Fleischmann, Fießelmann, Haug, Haupt, Haustein, Horstmann, Keidel, Leonhardt, May, Plattig, Spreng, Stammer, Wegener, Wetterer.

Am Ende meiner Arbeit danke ich Herrn Professor Dr. med. G. Hildebrandt für die Überlassung des Themas, für sein ständiges Interesse und seine unermüdliche Förderung sowie für die Möglichkeit, in der Außenstelle Lichtenau seines Institutes die Untersuchungen durchführen zu können.

Mein Dank gilt auch dem Bundesministerium für Gesundheitswesen, das meine Untersuchungen förderte, insbesondere danke ich auch den Herren Professor Dr. med. Langhagel, Dr. med. Riesser und dem Leiter des Alumnats Herrn Hildebrandt für das Einverständnis, daß sich die körperbehinderten Schüler als Versuchspersonen zur Verfügung stellen durften.

Herzlich danke ich Herrn Dr. med. E.D. Voigt für seine zahlreichen Ratschläge und Herrn Engelmoor, der mir bei der äußeren Gestaltung der Arbeit behilflich war.